

Method and device for determining the center of a joint

Patent number: FR2785517
Publication date: 2000-05-12
Inventor: CINQUIN PHILIPPE; DESBAT LAURENT; LAVALLEE STEPHANE
Applicant: UNIV JOSEPH FOURIER (FR)
Classification:
- **international:** A61B5/103; A61B5/107; A61B19/00; A61B5/103; A61B5/107; A61B19/00; (IPC1-7): A61B5/11
- **european:** A61B5/103B; A61B5/107
Application number: FR19980014298 19981110
Priority number(s): FR19980014298 19981110

Also published as:

WO0027283 (A1)
EP1128766 (A1)
US2005113720 (A1)

[Report a data error here](#)**Abstract of FR2785517**

The invention concerns a method for detecting the rotation centre of a bone in a rotary joint, for example a femur in the hip bone, comprising steps which consist in: moving said bone; locating several positions thereof and storing them; imposing a stress on the displacement of said rotation centre without, however, immobilising it; and searching for a point related to the location of said bone for which, considering said stress, an optimising criterion is reached.

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

(11) N° de publication : 2 785 517
(à n'utiliser que pour les commandes de reproduction)
(21) N° d'enregistrement national : 98 14298
(51) Int. Cl⁷ : A 61 B 5/11

(12) DEMANDE DE BREVET D'INVENTION A1

(22) Date de dépôt : 10.11.98.

(30) Priorité :

(43) Date de mise à la disposition du public de la demande : 12.05.00 Bulletin 00/19.

(56) Liste des documents cités dans le rapport de recherche préliminaire : Se reporter à la fin du présent fascicule

(60) Références à d'autres documents nationaux apparentés :

(71) Demandeur(s) : UNIVERSITE JOSEPH FOURIER
Etablissement public — FR.

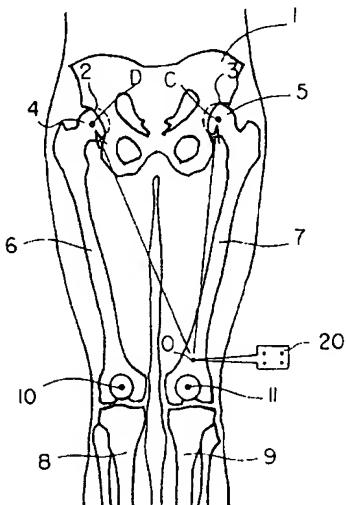
(72) Inventeur(s) : CINQUIN PHILIPPE, DESBAT LAURENT et LAVALLEE STEPHANE.

(73) Titulaire(s) :

(74) Mandataire(s) : CABINET MICHEL DE BEAUMONT.

(54) PROCEDE ET DISPOSITIF DE DETERMINATION DU CENTRE D'UNE ARTICULATION.

(57) L'invention concerne un procédé de détermination du centre de rotation d'un os dans une articulation rototoïde, par exemple un fémur dans l'os iliaque, comprenant les étapes consistant à déplacer ledit os, repérer plusieurs de ses positions, et les mémoriser, imposer une contrainte au déplacement dudit centre de rotation sans toutefois l'immobiliser, et rechercher un point lié au repère dudit os pour lequel un critère d'optimisation tenant compte de ladite contrainte est atteint.



PROCÉDÉ ET DISPOSITIF DE DÉTERMINATION
DU CENTRE D'UNE ARTICULATION

La présente invention vise à repérer le centre de rotation d'un organe rigide par rapport à un point déterminé de cet organe. La présente invention trouve des applications dans des systèmes mécaniques complexes où il est pratiquement impossible de déterminer par un calcul direct le mouvement de certains organes par rapport à d'autres. Elle trouve notamment des applications dans le cas d'organes rigides du corps humain, les os, et sera décrite ci-après plus particulièrement dans le cadre de la détermination du centre de rotation d'une articulation rotule, et plus particulièrement encore dans le cadre de la détermination du centre d'une tête fémorale.

Pour de nombreuses opérations d'analyse du mouvement du corps humain, de diagnostic ou chirurgicales, on a besoin au préalable de déterminer avec précision la position du centre d'une tête fémorale par rapport à un repère lié au fémur ou au bassin d'un patient. On notera que cette détermination en elle-même ne constitue pas une opération de diagnostic ni une opération médicale ou chirurgicale. Elle n'a aucun effet sur l'organe considéré et elle peut être exercée sur un organe sain, pour analyser son mouvement et, par exemple, prévoir les capacités sportives d'un individu. De plus, même si elle est utilisée en vue d'un diagno-

tic ou dans un but médical ou chirurgical, elle n'en constitue qu'un accessoire, de même qu'un médecin a besoin de connaître la taille et le poids d'un patient à titre d'éléments de diagnostic.

Un procédé de détermination du centre de rotation d'un fémur par rapport au bassin est par exemple décrit dans la demande de brevet international WO-98/40037 publiée le 17 septembre 1998 au nom de la société Aesculap.

Cette demande de brevet propose, pour déterminer le centre de rotation d'un fémur par rapport au bassin l'utilisation de plusieurs marqueurs munis de diodes électroluminescentes plantés dans des os du patient. Ces marqueurs sont associés à des systèmes connus de localisation par triangulation. Un premier marqueur est fixé dans le fémur et un deuxième marqueur est fixé dans l'os iliaque. Le fémur est déplacé selon plusieurs positions. Chacune des positions du premier marqueur est détectée en utilisant un système de triangulation et est stockée dans un calculateur en tenant compte du déplacement du marqueur fixé dans l'os iliaque. On peut alors par divers procédés mathématiques classiques de minimisation utilisant par exemple des algorithmes de moindres carrés, rechercher la distance invariante entre le marqueur lié au fémur et le centre de rotation de la tête fémorale.

Ce système a donné toute satisfaction mais il présente l'inconvénient de nécessiter l'implantation d'objets rigides dans le fémur et dans l'os iliaque et donc de prévoir des incisions.

La présente invention vise à éviter au moins l'implantation dans l'os iliaque.

Pour atteindre cet objet, la présente invention prévoit un procédé de détermination du centre de rotation d'un os dans une articulation rotoidé, comprenant les étapes consistant à déplacer ledit os, repérer plusieurs de ses positions, et les mémoriser ; imposer une contrainte au déplacement dudit centre de rotation sans toutefois l'immobiliser ; et rechercher un point lié au repère dudit os pour lequel un critère d'optimisation tenant compte de ladite contrainte est atteint.

Selon un mode de réalisation de la présente invention appliquée à la détermination du centre de rotation d'un premier fémur par rapport à l'os iliaque, le procédé comprend les étapes consistant à immobiliser le deuxième fémur, déplacer le premier fémur et repérer plusieurs de ses positions, et rechercher les invariants de ce déplacement en tenant compte du fait que les centres de rotation des premier et deuxième fémurs sont distants d'une longueur sensiblement constante.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, le procédé comprend en outre l'étape consistant à repérer à chaque mesure de position du premier fémur la position du deuxième fémur pour corriger en conséquence la position du centre de rotation entre le premier fémur et l'os iliaque.

Selon un mode de réalisation de la présente invention appliquée à la détermination du centre de rotation d'un premier fémur par rapport à l'os iliaque, le procédé comprend les étapes consistant à déplacer la cuisse de sorte que ledit centre de rotation se déplace selon une trajectoire nettement distincte mathématiquement de celle de tous les autres points de la partie inférieure du fémur, et rechercher ce point à trajectoire particulière par une méthode d'optimisation.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, la cuisse est déplacée de sorte que le genou suive une trajectoire décrivant des boucles, d'où il résulte que seule la trajectoire du centre de rotation optimisera une distance dans l'expression de laquelle interviendront le nombre de boucles et certaines de leurs caractéristiques mathématiques.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, le déplacement de la cuisse se décompose en plusieurs déplacements élémentaires, pour chaque déplacement élémentaire, un centre de rotation optimal est calculé, ainsi qu'une valeur de distance optimisée, et le centre de rotation est défini statistiquement, en tenant compte de chacune des estimations du centre de rotation et de la valeur de la distance optimisée, obtenues à partir de chacun des déplacements élémentaires.

Selon un mode de réalisation de la présente invention appliquée à la détermination du centre de rotation d'un premier fémur par rapport à l'os iliaque, le procédé comprend les étapes consistant à déplacer la cuisse de sorte que sa partie inférieure 5 décrive une trajectoire aussi simple que possible, ne comportant en particulier pas de boucles, de manière que le centre de rotation recherché décrive une trajectoire mathématiquement simple, et rechercher ce point à trajectoire mathématiquement simple par une méthode d'optimisation.

10 Selon un mode de réalisation de la présente invention, le déplacement de la cuisse se décompose en plusieurs déplacements élémentaires, pour chaque déplacement élémentaire, un centre de rotation optimal est calculé, ainsi que la valeur de la distance optimisée, et le centre de rotation est défini statistiquement, en tenant compte de chacune des estimations du centre de rotation et de la valeur de la distance optimisée, obtenues à 15 partir de chacun des déplacements élémentaires.

Selon un mode de réalisation de la présente invention appliquée à la détermination du centre de rotation d'un premier fémur par rapport à l'os iliaque, le procédé comprend les étapes 20 consistant à réaliser une succession de déplacements élémentaires de la cuisse, pour chacun de ces déplacements, rechercher la position du centre de rotation du fémur en supposant que celui-ci est resté fixe, et déterminer un ellipsoïde de confiance à 25 l'intérieur duquel la probabilité de présence du centre de rotation du fémur est élevée, et calculer à partir des ellipsoïdes de confiance la position de probabilité maximum du centre de rotation du fémur.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, 30 certains des déplacements élémentaires de la cuisse sont réalisés dans un plan et sont de petite amplitude.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, certains des déplacements élémentaires de la cuisse sont réalisés en mettant le fémur en rotation autour de son axe propre.

La présente invention prévoit aussi un dispositif de détermination du centre de rotation d'un fémur par rapport à l'os iliaque, comprenant des moyens pour repérer plusieurs positions du fémur pendant des déplacements de celui-ci, des moyens pour imposer une contrainte au déplacement dudit centre de rotation sans toutefois l'immobiliser, et des moyens de calcul pour rechercher un point lié au repère dudit fémur pour lequel un critère de minimisation est atteint, en tenant compte de ladite contrainte.

Ces objets, caractéristiques et avantages, ainsi que d'autres de la présente invention seront exposés en détail dans la description suivante de modes de réalisation particuliers faite à titre non-limitatif en relation avec la figure jointe qui représente très schématiquement une partie inférieure du squelette de l'individu.

Plus particulièrement, la figure unique représente l'os iliaque 1 et ses cavités cotyloïdes droite 2 et gauche 3 (on notera que la cavité cotyloïde droite se trouve à gauche sur la figure qui est une vue de face) dans lesquelles sont logées les têtes 4 et 5 des fémurs droit et gauche 6 et 7. On a également représenté le départ des tibias 8 et 9 ainsi que les rotules 10 et 11.

Une façon simple de déterminer le centre de rotation d'un fémur, c'est-à-dire sensiblement le centre de la tête de fémur, consisterait comme cela est indiqué dans la demande de brevet susmentionnée à mesurer plusieurs positions successives du fémur tandis que le bassin et plus particulièrement l'os iliaque sont immobilisés. On peut alors déterminer un vecteur dont le sommet est invariant et l'extrémité de ce vecteur indique le centre de rotation.

Le repérage de la position du fémur peut se faire de diverses manières. En particulier, on connaît des systèmes de repérage de la position d'émetteurs - tels que des émetteurs optiques ou infrarouges, mais qui pourraient aussi être des émetteurs de rayonnement à d'autres longueurs d'onde ou des émetteurs

magnétiques - qui utilisent des ensembles de capteurs et déterminent la position de chacun des émetteurs par triangulation. Un exemple d'une telle installation appliquée à la détermination de la position de la tête est décrit dans l'article du journal Innovation et Technologie en Biologie et Médecine (ITBM), volume 13, N° 4, 1992, L. Adams et al. pages 410-424. Il existe également des systèmes commercialisés sous la marque "Optotrak" par la société dite Northern Digital.

Malheureusement, un système aussi simple fonctionne mal car il est très difficile d'immobiliser le bassin d'un patient couché sur le dos et, quand on bouge sa jambe, en raison notamment de l'élasticité de la peau et des muscles entre l'os iliaque et la table sur laquelle le patient repose, le bassin est inévitablement entraîné en mouvement. Ainsi, on est amené comme cela est décrit dans la demande de brevet précédente à utiliser un deuxième système de repérage ou marqueur inséré dans l'os iliaque. Ceci nécessite d'effectuer une incision dans la peau et de percer l'os iliaque pour y positionner un marqueur de façon fixe. C'est essentiellement cette étape que la présente invention vise à supprimer.

La présente invention propose un système qui évite l'implantation d'un marqueur dans l'os iliaque et qui ne nécessite pas l'immobilisation parfaite du bassin. De façon générale, la présente invention propose d'imposer des contraintes aux déplacements du bassin par divers procédés physiques et de déduire de ces contraintes physiques des caractéristiques mathématiques de la trajectoire du centre de rotation permettant d'identifier ce dernier.

Dans un premier mode de réalisation, la présente invention se base sur les deux constatations suivantes. La première constatation est que, s'il est très difficile d'immobiliser le bassin d'un individu couché sur le dos, il est par contre possible d'immobiliser la cuisse et donc le fémur de celui-ci grâce à des systèmes mécaniques, pneumatiques ou à dépression, qui viennent comprimer et bloquer la cuisse ou le genou. La deuxième

constatation est que, étant donné la structure du corps humain, il est possible de fixer un marqueur externe contre les condyles fémoraux, la position de ce marqueur restant parfaitement fixe par rapport au fémur.

5 Dans ce premier mode de réalisation de l'invention, pour mesurer la position du centre d'une tête de fémur, par exemple la tête de fémur gauche 5, la présente invention propose de fixer la cuisse opposée du patient, contenant le fémur 6. Ainsi, la tête de fémur droite 4 reste fixe. Les seuls mouvements possibles de l'os iliaque sont alors des mouvements de rotation autour de cette tête de fémur. Si l'on désigne par C le centre de rotation de la tête 5 du fémur 7 et par D le centre de rotation de la tête 4 du fémur 6, puisque le point D est fixe, le point C peut se déplacer seulement sur une sphère centrée sur le point D.
 10 Ainsi, un point O lié au fémur 7 pourra se déplacer uniquement selon une combinaison de déplacements comprenant une rotation de rayon fixe autour du point C, et une rotation de rayon fixe du point C autour du point D.
 15

Connaissant plusieurs positions du point O et les orientations correspondantes du fémur, le problème à résoudre pour déterminer la position du point C est un problème d'optimisation. Diverses méthodes de résolution de ce problème peuvent être utilisées : méthodes générales des moindres carrés non linéaires, méthodes propres aux cas où l'expression à minimiser est un carré de sommes de carrés, méthodes de calcul formel pour la résolution de systèmes d'équations polynomiales...

On pourra trouver des descriptions de ces méthodes et d'autres dans les ouvrages suivants :

bibliothèque de programmes NAG, Numerical Algorithms Group ltd, Wilkinson House, Jordan Hill road, Oxford, UK OX2 8DR,
 30 bibliothèque de programmes IMSL, International Mathematical and Statistical Library, Visual Numerics inc., 9990 Richmond, Suite 4000, Houston, TX 77042 USA,

Régression non linéaire et applications, A. Antoniadis et al, collection "Economie et Statistiques Avancées", Economica, 1992,

Introduction à l'analyse numérique matricielle et à l'optimisation, Masson, 1982.

Les procédés mathématiques permettant de déterminer les positions des centres de rotation C et D permettent également de déterminer une certaine incertitude sur le résultat. Notamment, il apparaît un résidu qui permet d'indiquer si les points considérés sont réellement des points fixes. Si l'on voit que ce résidu est trop important, ceci signifie que le fémur 6 a été mal immobilisé et que le point D a bougé pendant la manipulation du patient. Pour remédier à cet inconvénient, on pourra fixer un marqueur au fémur 6. Comme cela a été indiqué précédemment, un tel marqueur n'a pas besoin de pénétrer dans l'os, mais peut être fixé à l'extérieur de la jambe, par exemple au voisinage du genou contre les condyles fémoraux proches de la rotule 10. Ainsi, pour chaque position du fémur 7, on pourra déterminer le déplacement du fémur 6 et donc du point D pour effectuer la correction correspondante.

La présente invention prévoit aussi d'autres moyens pour déterminer la position du centre d'une tête de fémur sans qu'il soit nécessaire de planter un marqueur dans l'os iliaque et sans qu'il soit nécessaire d'immobiliser le bassin ou le fémur opposé 6 ou de suivre ses déplacements. Dans chacun des modes de réalisation ci-après, la position du fémur dont on veut localiser le centre de rotation est suivie par un système de marqueur et de triangulation du type décrit précédemment.

Selon un deuxième mode de réalisation de la présente invention, on réalise des déplacements de la cuisse tels que le centre de rotation du fémur se déplace selon une trajectoire nettement distincte mathématiquement de celle des autres points de l'extrémité inférieure du fémur, et on recherche le point dont la trajectoire maximise une distance à la trajectoire du marqueur fixé sur la partie inférieure du fémur, par une méthode

d'optimisation du type mentionné ci-dessus. La distance entre trajectoires pourra tenir compte de caractéristiques "topologiques" (par exemple, et sans que la liste suivante soit limitative : nombre d'auto-intersections dans la trajectoire, ou 5 dans les projections de la trajectoire sur certains sous-espaces tels que plans ou sphères ; nombre de "boucles" ainsi délimitées ; positions relatives des "boucles" parcourues en "regardant" l'intérieur ou l'extérieur de ladite boucle, l'intérieur et l'extérieur étant entendus par exemple au sens de 10 la "règle d'Ampère" classique en électricité ; nombre et positions relatives de points de caractéristiques topologiques particulières, tels que par exemple des points de rebroussement ; etc.) ou "énergétiques" (par exemple, et sans que la liste suivante soit limitative : longueur de la trajectoire ; énergie de 15 flexion de la trajectoire, dont une approximation linéaire classique est l'intégrale du carré de la dérivée seconde - cf Approximation et Optimisation, Pierre-Jean Laurent, Hermann 1972 ; et d'une manière générale intégrale d'expressions faisant intervenir les dérivées de la courbe à des ordres pouvant aller 20 jusqu'au 3ème ou plus ; etc.). On cherchera à déplacer le genou du patient pour que son extrémité inférieure décrive des trajectoires complexes. En effet, le centre de rotation ne pourra pas "suivre" ces mouvements complexes, et décrira donc une trajectoire mathématiquement plus simple, ce qui permettra de 25 l'identifier. Par exemple, on déplacera le genou du patient pour qu'il parcoure une trajectoire comportant au moins un "croisement", un huit par exemple, ou une succession de "boucles". Alors, les trajectoires de la plupart des points du fémur auront l'allure d'un huit ou plus généralement comporteront 30 un ou plusieurs points de croisement. Seule la trajectoire des points proches du centre de rotation, voire dans certains cas du seul centre de rotation, sera exempte de point de croisement, ou en présentera moins que la trajectoire du marqueur de référence. Ainsi, même si le centre de rotation n'est pas fixe, on pourra 35 identifier ce centre par rapport au point O comme étant le seul

point dont la trajectoire optimise une distance à la trajectoire du marqueur de référence construite à partir des critères "topologiques" ou "énergétiques" définis précédemment.

Selon un troisième mode de réalisation de la présente invention, on réalise non pas une, mais plusieurs trajectoires telles que celles correspondant au deuxième mode. Le traitement des données caractérisant chacune de ces trajectoires est réalisé selon le deuxième mode, ce qui fournit plusieurs estimations du centre de rotation. La qualité de chacune de ces estimations peut être estimée par la valeur du critère d'optimisation utilisé. Le point retenu comme estimation finale du centre de rotation est le résultat d'un traitement statistique de cet ensemble d'estimations, en tenant compte des indicateurs de qualité de ces estimations (par exemple, moyenne pondérée, traitements statistiques non-linéaires, filtrage médian, etc.).

Selon un quatrième mode de réalisation de la présente invention, on réalise des déplacements de la cuisse tels que sa partie inférieure se déplace selon une trajectoire aussi "simple" que possible, c'est-à-dire ne présentant pas les caractéristiques topologiques utilisées dans le deuxième mode de réalisation, et en particulier pas de boucles. Le centre de rotation du fémur sera alors déterminé comme étant le point du fémur dont la trajectoire minimise les critères "énergétiques" introduits dans la description du deuxième mode. Les mêmes méthodes d'optimisation pourront s'appliquer. Cette détermination du centre de rotation peut cependant dépendre de la manière dont les mouvements de rotation de la cuisse sont transmis à l'os iliaque. Or, cette transmission dépend de la manière dont est mobilisée la cuisse sur laquelle on peut simultanément exercer, pour un effort donné entraînant la rotation, des efforts de compression (force poussant le fémur vers le bassin) ou de traction (force tendant à éloigner le fémur du bassin). Pour éliminer cet effet, on pourra donc réaliser des mouvements de la cuisse alternant compression et traction.

Selon un cinquième mode de réalisation de la présente invention, on réalise non pas une, mais plusieurs trajectoires telles que celles correspondant au quatrième mode. Le traitement des données caractérisant chacune de ces trajectoires est réalisé 5 selon le quatrième mode, ce qui fournit plusieurs estimations du centre de rotation. La qualité de chacune de ces estimations peut être estimée par la valeur du critère d'optimisation utilisé. Le point retenu comme estimation finale du centre de rotation est le résultat d'un traitement statistique de cet ensemble d'estimations, en tenant compte des indicateurs de qualité de ces estimations (par exemple, moyenne pondérée, traitements statistiques non-linéaires, filtrage médian par exemple, etc.).

Selon un sixième mode de réalisation de la présente invention, on réalise une succession de déplacements élémentaires 15 de la cuisse. Pour chacun de ces déplacements, on recherche la position du centre de rotation du fémur en supposant que celui-ci est resté fixe et on détermine un ellipsoïde de confiance à l'intérieur duquel la probabilité de présence du centre de rotation du fémur est élevée, par exemple supérieure à 95%. A partir 20 de plusieurs de ces ellipsoïdes de confiance, on calcule la position de probabilité maximum du centre de rotation du fémur. Chacun des ellipsoïdes de confiance est estimé dans un référentiel lié au fémur : des mouvements éventuels du fémur entre ces déplacements élémentaires sont donc autorisés et ne nuiront pas à la 25 précision de la détermination du centre de rotation recherché. A titre d'exemple de déplacements de la cuisse adaptés à la mise en oeuvre de ce procédé, on pourra choisir des déplacements qui sollicitent peu l'appareil ligamentaire, capsulaire et musculaire qui assure la cohésion entre le fémur et le bassin. De tels 30 déplacements sont par exemple des mouvements de rotation du fémur autour de son axe, ou des mouvements où l'extrémité du fémur se déplace avec une amplitude suffisamment limitée, décrivant par exemple approximativement dans un plan une portion de cercle, ledit plan pouvant contenir par exemple approximativement le 35 centre de rotation ou être approximativement orthogonal à l'axe

formé par le centre de rotation et le centre dudit cercle. Pour que cette méthode fonctionne, il faut que chacun des ellipsoïdes de confiance soit suffisamment petit du moins dans une dimension. Etant donné que les calculateurs actuels fournissent ces ellipsoïdes pratiquement en temps réel si, après un déplacement, on arrive à un ellipsoïde trop grand, l'opérateur annulera le résultat obtenu et effectuera un nouveau déplacement, par exemple de plus petite amplitude ou selon l'une des autres modalités proposées.

La présente invention a été décrite en détail en relation avec un procédé de détermination du centre de rotation d'un fémur. On notera que, à l'exception du premier mode de réalisation décrit, elle s'applique plus généralement à la détermination du centre de rotation d'un os dans une articulation rotatoire.

REVENDICATIONS

1. Procédé de détermination du centre de rotation d'un os dans une articulation rotatoire, caractérisé en ce qu'il comprend les étapes suivantes :

déplacer ledit os, repérer plusieurs de ses positions,
5 et les mémoriser,

imposer une contrainte au déplacement dudit centre de rotation sans toutefois l'immobiliser, et

rechercher un point lié au repère dudit os pour lequel un critère d'optimisation tenant compte de ladite contrainte est atteint.
10

2. Procédé de détermination du centre de rotation d'un premier fémur par rapport à l'os iliaque selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend les étapes suivantes :

immobiliser le deuxième fémur,
15 déplacer le premier fémur et repérer plusieurs de ses positions,

rechercher les invariants de ce déplacement en tenant compte du fait que les centres de rotation des premier et deuxième fémurs sont distants d'une longueur sensiblement constante.
20

3. Procédé selon la revendication 2, caractérisé en ce qu'il comprend en outre l'étape consistant à repérer à chaque mesure de position du premier fémur la position du deuxième fémur pour corriger en conséquence la position du centre de rotation entre le premier fémur et l'os iliaque.
25

4. Procédé de détermination du centre de rotation d'un fémur par rapport à l'os iliaque selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend les étapes suivantes :

déplacer la cuisse de sorte que ledit centre de rotation se déplace selon une trajectoire nettement distincte mathématiquement de celle de tous les autres points de la partie inférieure du fémur,
30

rechercher ce point à trajectoire particulière par une méthode d'optimisation.

5. Procédé selon la revendication 4, caractérisé en ce que la cuisse est déplacée de sorte que le genou suive une trajectoire décrivant des boucles, d'où il résulte que seule la trajectoire du centre de rotation optimisera une distance dans l'expression de laquelle interviendront le nombre de boucles et certaines de leurs caractéristiques mathématiques.

6. Procédé de détermination du centre de rotation d'un fémur par rapport à l'os iliaque selon la revendication 4, caractérisé en ce que :

10 le déplacement de la cuisse se décompose en plusieurs déplacements élémentaires,

pour chaque déplacement élémentaire, un centre de rotation optimal est calculé, ainsi qu'une valeur de distance optimisée,

15 le centre de rotation est défini statistiquement, en tenant compte de chacune des estimations du centre de rotation et de la valeur de la distance optimisée, obtenues à partir de chacun des déplacements élémentaires.

7. Procédé de détermination du centre de rotation d'un fémur par rapport à l'os iliaque selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend les étapes suivantes :

20 déplacer la cuisse de sorte que sa partie inférieure décrive une trajectoire aussi simple que possible, ne comportant en particulier pas de boucles, de manière que le centre de rotation recherché décrive une trajectoire mathématiquement simple, et

rechercher ce point à trajectoire mathématiquement simple par une méthode d'optimisation.

8. Procédé selon la revendication 7, caractérisé en ce que :

30 le déplacement de la cuisse se décompose en plusieurs déplacements élémentaires,

pour chaque déplacement élémentaire, un centre de rotation optimal est calculé, ainsi que la valeur de la distance optimisée,

le centre de rotation est défini statistiquement, en tenant compte de chacune des estimations du centre de rotation et de la valeur de la distance optimisée, obtenues à partir de chaque des déplacements élémentaires.

5 9. Procédé de détermination du centre de rotation d'un fémur par rapport à l'os iliaque selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend les étapes suivantes :

réaliser une succession de déplacements élémentaires de la cuisse,

10 pour chacun de ces déplacements, rechercher la position du centre de rotation du fémur en supposant que celui-ci est resté fixe, et déterminer un ellipsoïde de confiance à l'intérieur duquel la probabilité de présence du centre de rotation du fémur est élevée, et

15 calculer à partir des ellipsoïdes de confiance la position de probabilité maximum du centre de rotation du fémur.

10. Procédé selon la revendication 9, caractérisé en ce que certains des déplacements élémentaires de la cuisse sont réalisés dans un plan et sont de petite amplitude.

20 11. Procédé selon la revendication 9, caractérisé en ce que certains des déplacements élémentaires de la cuisse sont réalisés en mettant le fémur en rotation autour de son axe propre.

25 12. Dispositif de détermination du centre de rotation d'un fémur par rapport à l'os iliaque, caractérisé en ce qu'il comprend :

des moyens pour repérer plusieurs positions du fémur pendant des déplacements de celui-ci,

des moyens pour imposer une contrainte au déplacement dudit centre de rotation sans toutefois l'immobiliser, et

30 des moyens de calcul pour rechercher un point lié au repère dudit fémur pour lequel un critère de minimisation est atteint, en tenant compte de ladite contrainte.

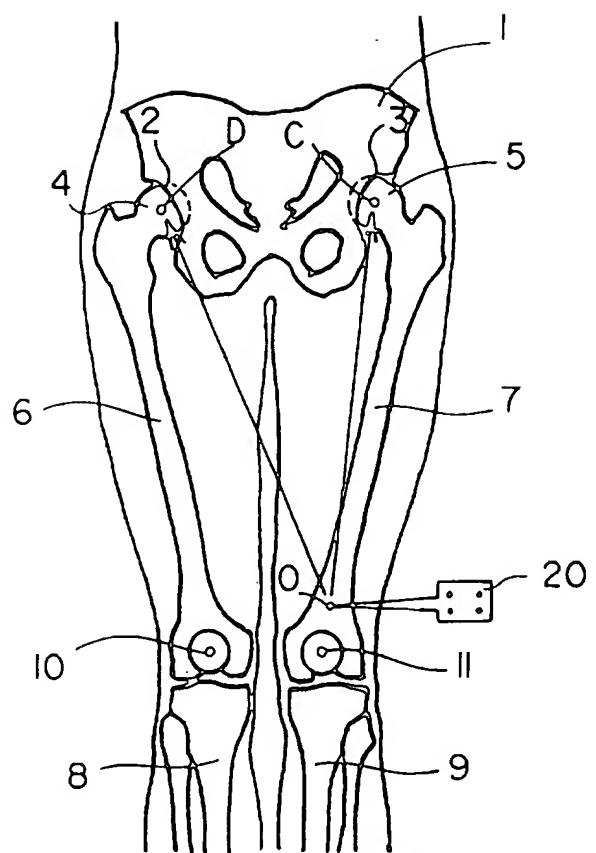


Fig 1

INSTITUT NATIONAL
de la
PROPRIETE INDUSTRIELLE

RAPPORT DE RECHERCHE
PRELIMINAIRE

établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement
national

FA 564368
FR 9814298

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
X	WO 95 00075 A (ANDRONIC DEVICES LTD) 5 janvier 1995 (1995-01-05)	1,12
A	* page 4, ligne 24 - page 10, ligne 25 *	2
A	ALEXANDER L. BELL ET AL.: "A COMPARISON OF THE ACCURACY OF SEVERAL HIP CENTER LOCATION PREDICTION METHODS" JOURNAL OF BIOMECHANICS, vol. 23, no. 6, 1990, pages 617-621, XP002109057 * page 617, colonne 2, ligne 1 - ligne 39 * * page 618, colonne 2, ligne 32 - page 619, colonne 1, ligne 2 * * page 620, colonne 1, ligne 20 - ligne 46 *	1-12
		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.CL.6)
		A61B A61F
3	Date d'achèvement de la recherche 14 juillet 1999	Examinateur Knüpling, M
CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES		T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant
X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général O : divulgation non-écrite P : document intercalaire		
EPO FORM 1503.03.82 (PD4C13)		